

# 1回息止め3D FASE MRCPの有用性

The usability of Single breath-hold MRCP

大塚 康之 (33883)

医療法人 倚山会 田岡病院 放射線部 診療放射線技師

**Key words:** fast advanced spin echo (FASE). magnetic resonance cholangiopancreato-graphy (MRCP). single breath-hold.

## 【Summary】

When the respiratory-gate is finished in failure in the routine 3D-MRCP, we have verified using a self-made phantom whether get diagnosable images more easily and in single breath-hold also whether it is possible to clinical application as the alternative. Even single breath-hold MRCP, it is possible to image the trunk of the left and right intrahepatic bile duct ~ common bile duct ~ pancreatic duct and we can get diagnosable sufficient images. However drawbacks are that the imaging area is limited, the image quality is easily influenced by the contents of the bile duct. Single breath-hold MRCP is very useful clinically in any event, so we think it will be the alternative of the routine 3D MRCP in case of trouble.

## 【要旨】

通常の3D-MRCPで呼吸同期が不調に終わったときの代替案として、より簡単に1回の息止めで診断可能な画像が得られないか、ファントム実験し臨床応用の可能性について検討した。1回息止めMRCPでも左右の肝内胆管主幹部～総胆管～膵管の描出は可能で、診断も十分に可能な画像を得ることができた。ただ、撮像範囲が限られること、その描出が胆管内容の性状に左右されやすいことが欠点である。いずれにせよ、1回息止めMRCPは臨床的にとても有用で、呼吸同期3D-MRCPの代用撮像になり得ると思われた。

## はじめに

MRCPは、造影剤を使用せずに胆管・膵管系を描出する撮像法である。2Dと3D撮像があり通常は画質の良い後者が用いられる。自由呼吸下で撮像するので何らかの呼吸同期が必要になる。当院では、腹壁の動きをセンサーで検出して同期撮像を行っている。一定の呼吸タイミングで信号収集を行うが、同期が不調に終わる症例を経験することがある。精度が高いといわれる2D-PACEによる横隔膜同期でも、不規則な呼吸リズムでは撮像時間の延長や同期不良によるmotion artifactを生じることがある<sup>1)</sup>。

今回われわれは、このような場合の対策として1回息止め3D-FASE MRCP (以下、1回息止め法) を検討した。比較的良好的な結果が得られたので報告する。

## 1. 方法

### 1-1. 使用機器

- 1.5T MRI (EXCELART Vantage 東芝製)
- 8ch TORSO SPEEDER coil・呼吸同期センサー

Yasuyuki ohtsuka (33883)

Department of Radiological Technology Taoka Hospital

- 10ml ディスポシリンジ1本
- PVA10%水溶液 (三和油脂工業製洗濯のり ポパール)
- 生理食塩水

### 1-2. 検証手順

ファントム撮像で最適なスキャン条件を決定し、実際の患者さまに適用する手順で行った。対象の患者さまには事前に口頭で同意を得て、一連の検査の終了後に実施した。

またスキャン時間は、息止めを考慮して30秒以下になるようにした (Table 1)。

今回使用した自作ファントムは直径7cm、長さ20cmの円筒形プラスチック容器をPVA水溶液で充填し、その中に適量の生理食塩水を吸引したディスポシリンジを静置したものである。

Table 1 scan parameters of 3D and 2D

	3D	2D
TR	1600~ 2500	18000
TE	250~500	250~500
echo space	12.5	5
FOV(PE×R0 mm)	256×256	256×256
matrix(PE×R0)	256×256	192×256
thickness(mm)	5	5
number of slice(mm)	8	8
speeder factor	2	2
T2PLUS	+	-
scan time(sec)	18~25	18

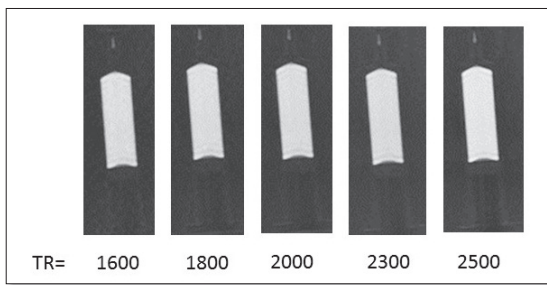


Fig.1 changes of image quality by TR

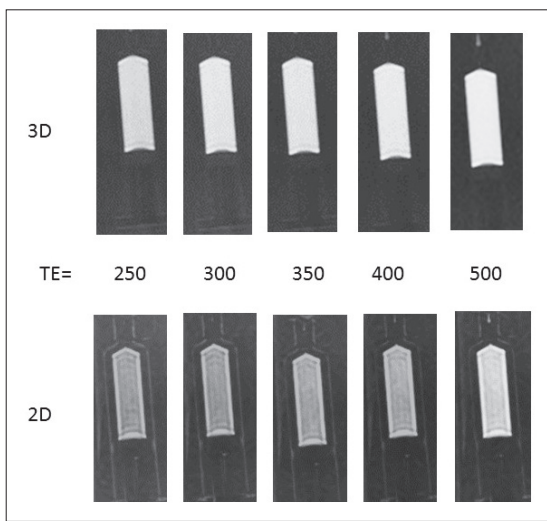
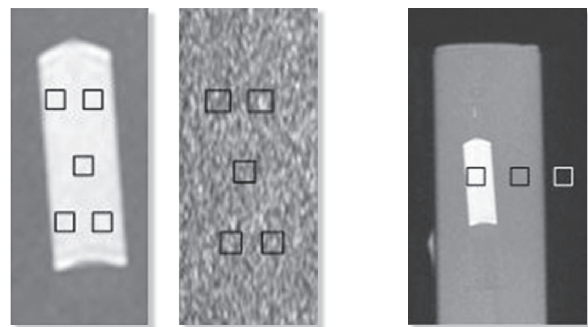


Fig.2 changes of image quality by TE (comparison of 2D and 3D)

### 1-3. ファントム撮像

基本条件のうち画質・撮像時間に大きく関係するTR、画質に影響するTEの最適値を求めるためにファントム撮像を行った。まずTRを決めるため、3D-MRCPについてTable 1の条件のうちTE=350でTRを1600~2500と変化させコロナルスキャンを行った(Fig.1)。TRを決定した値に固定し、TEを250~500に変化させ同様のスキャンを実施した。また比較用に2D-MRCPでもスライス数・スライス厚を3Dと同一にしてコロナルスキャンを行った。ただし、TEのみ250~500に変化させた(Fig.2)。

スキャンは2D・3D共に、サブトラクションを行うため同条件で2回実施した。画像評価は、2回目のスキャンによるコロナルMIP像に対し肉眼的観察、SNR (signal noise ratio), CNR (contrast noise ratio) により行った。肉眼的観察には技師6人(平均経験年数18.7年)による視覚評価にWilcoxon順位検定(1:とても良い 2:良い 3:ふつう 4:悪い 5:とても悪いの5段階)を、またSNR, CNRについてはそれぞれ差分マップ法<sup>2)</sup>, 組織間測定法(空



Pre sub. Post sub. Fig.4 measurement of CNR  
Fig.3 measurement of SNR

中信号)<sup>3)</sup>を適用した。

### 1-4. SNRおよびCNRの算出法

#### • 差分マップ法

Fig.3のごとく5カ所のROIを設定し、それぞれのROI内信号(平均値)の平均値を信号値(S)とした。サブトラクション像でも同様のROIを設定し、それぞれのROI内標準偏差の平均値をノイズ(Nsub)として①式からSNRを算出した。2Dでも同様に実施した。ROIのサイズは3Dについては7(mm)×7(mm)の49ピクセル、2Dについては位相方向のマトリクスで補正し9(mm)×7(mm)の約49ピクセルとした(Fig.3)。

$$SNR = \frac{S}{\frac{N_{sub}}{\sqrt{2}}} \dots\dots\dots ①$$

#### • 組織間測定法(空中信号)

Fig.4のごとくシリンジ内部、シリンジ周囲、ファントム外の空中に3カ所のROIを設定し、それぞれのROI内信号値(平均値)を $S_{in}$ ,  $S_{out}$ ,  $S_{air}$ とし②式からCNRを算出した。2Dでも同様に実施した。ROIのサイズは3Dについては1.0(cm)×1.0(cm)の100ピクセル、2Dについては位相方向のマトリクスで補正し1.3(cm)×1.0(cm)の約100ピクセルとした(Fig.4)。

$$CNR = \frac{S_{in} - S_{out}}{S_{air}} \cdot \sqrt{\frac{\pi}{2}} \dots\dots\dots ②$$

## 2. 結果

### 2-1. TRの変化による影響

SNRはTR=1600~2000まではその上昇に従って

大きくなるが、2000～2500の範囲では多少の増減はあるもののほぼ一定の値となった。CNRはTRに関係なくほぼ一定の値を示したが、TR=2000で極大値となった (Fig.5)。また視覚評価にWilcoxon順位和検定を適用すると、TR=1600および1800に対する全ての組み合わせ、2000と2500の組み合わせで有意差を認めた (Table 2)。

## 2-2. TEの変化による影響

SNRはTE=250と500でやや高かったが、ほぼ25を中心とした範囲に収まっていた (Fig.6a)。CNRはTE=250～400の範囲においては、その上昇に従い大きくなり350～400で極大値となったが、400～500では逆に低下する傾向を見せた (Fig.6b)。

またWilcoxon順位和検定による視覚評価の検討では、TE=250との全ての組み合わせ、TE=300と350、400の組み合わせで有意差を認めた (Table 3)。

## 2-3. 2Dと3Dの比較

画質・SNR・CNRのいずれにおいても3Dが優れていた (Fig.2, 6a, 6b)。

## 2-4. TR, TEの決定

撮像時間・画質・SNR・CNRからTR=2000, TE=350 (撮像時間22秒) が最適値であると決定した。

## 3. 臨床例による検討

口頭で同意の得られた3症例について検討した。

### 3-1. 症例①

総胆管結石の有無を確認する目的でMRCPが実施された。呼吸同期が不調でブレが著明である (Fig.7a)。

1回息止め法では拡張した総胆管が明瞭に描出されている (Fig.7b)。MRCP上総胆管結石は認めない。

### 3-2. 症例②

黄疸の原因検索のためにMRCPが行われた。

肝内胆管左枝の狭窄、数珠状拡張と総胆管下部のdebrisおよび小結石を認める。また膵管にはIPMNが見られる。肝内胆管左枝の描出が悪かったがおおむね良好な描出であった (Fig.8a, 8b)。酸素3ℓ/分吸入下で撮像を実施した。

Table 2 optical evaluation about TR  
(the result of Wilcoxon rank sum test)

TR	p value
1600-1800	**
2000	**
2300	**
2500	**
1800-2000	*
2300	*
2500	**
2000-2300	0.241
2500	*
2300-2500	0.171

\*\* p<0.01 \* p<0.05

Table 3 optical evaluation about TE  
(the result of Wilcoxon rank sum test)

TE	p value
250-300	**
350	**
400	**
500	**
300-350	*
400	*
500	0.306
350-400	0.575
500	0.366
400-500	0.599

\*\* p<0.01 \* p<0.05

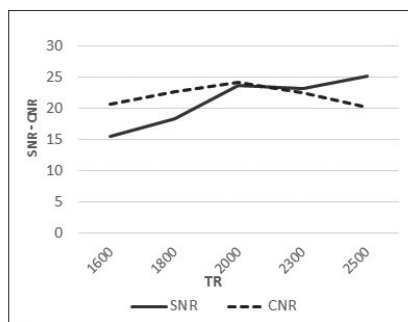
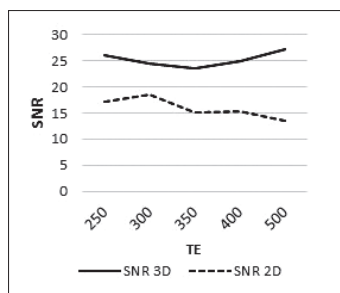
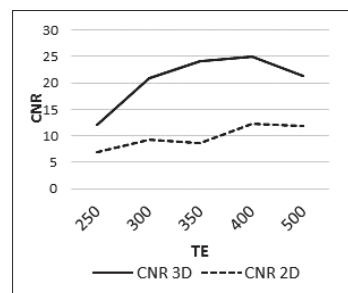


Fig.5 changes of SNR and CNR by TR

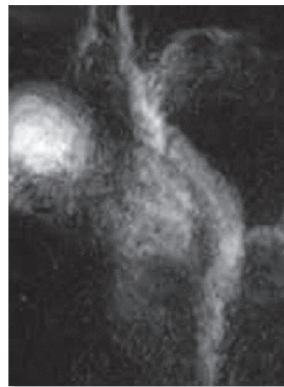


a. changes of SNR by TE



b. changes of CNR by TE

Fig.6 changes of SNR and CNR by TE  
(comparison of 3D and 2D)

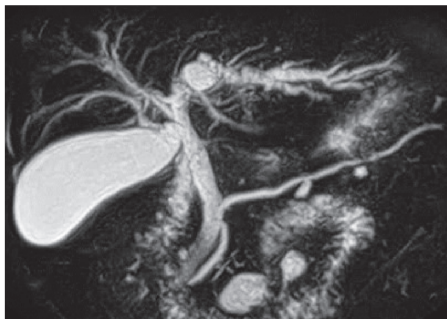


a. respiratory triggering  
scan time=5min.

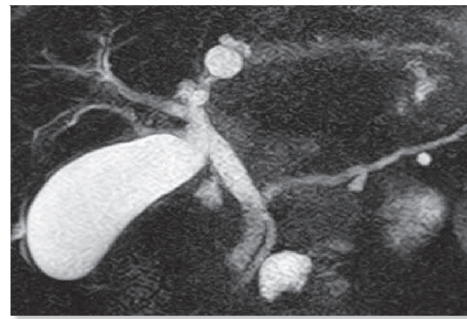


b. single breath hold  
scan time=22sec.

Fig.7 CASE ①

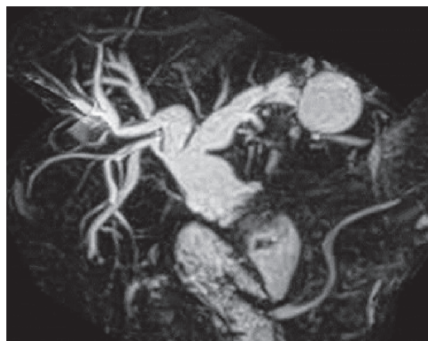


a. respiratory triggering  
scan time=5min.



b. single breath hold  
scan time=22sec.

Fig.8 CASE ②



a. respiratory triggering  
scan time=4.5min.



b. single breath hold  
scan time=23sec.

Fig.9 CASE ③

### 3-3. 症例③

再発した総胆管および肝内胆管結石の精査目的でMRCPを実施した。肝内胆管左枝および総胆管内の結石、拡張した肝内胆管が明瞭に描出できている (Fig.9a, 9b)。

酸素3ℓ/分吸入下で撮像を実施した。

## 4. 考察

MRCPは、1991年にWallnerら、Morimotoらによってsteady state free procession (SSFP) を用いた手法として初めて報告された<sup>4, 5)</sup>。空間分解能が悪く、拡張した膵胆管しか描出できなかった。その後、MR装置の進歩、コイルおよび収集シーケンスの改良によりhalf-fourier acquisition single-shot turbo

spin echo (HASTE), fast advanced spin echo (FASE), Single shot fast spin echo (SSFSE) が開発され, 2D thick slice MRCPは1~2秒の撮像時間で安定した画像を得ることが可能となった<sup>6)</sup>.

また3D-MRCPについては, 2D-PACE法などの呼吸同期技術の開発によりその精度は上がり画質は向上し, ERCPに匹敵する画像を得ることも可能になっている. しかし, 不規則な呼吸リズムにより撮像時間の延長, 画像のブレが発生するといった課題はまだまだ完全には克服されていない.

1回息止め法は撮像範囲・画質共に呼吸同期法に取って代わるものではないが, 呼吸同期が不調に終わったときにはその代用として十分使えるシーケンスといえる. 22秒という短時間でボリュームデータが得られるところが大きなメリットであり, 狭い撮像範囲については多方向撮像で対応可能と考えている.

パラメーター設定については可及的短時間での水強調撮像が要求されるので, 撮像時間の延長なしに疑似的T<sub>2</sub>延長効果が得られるT2-PLUS<sup>7)</sup> やfast recovery<sup>8)</sup> 法などのアプリケーションは必須である. その他の工夫としては, T<sub>2</sub>-blurが目立たない程度にエコー間隔を長くして水成分を強調することが有用と思われる.

1回息止め法における最重要点は, 患者さまによる確実な呼吸停止である. そのためにはO<sub>2</sub>吸入下での撮像が推奨される. CTでの検討では, 3~5 l/分の経鼻吸入で30秒程度であれば確実な吸気停止が可能であったとしている<sup>9, 10, 11)</sup>. 当院での臨床例でも, 3 l/分の経鼻吸入で22秒の吸気停止は十分に可能であった. 今回の検討には加えていないが, 息止めも呼吸同期もできないときは2D thick slice MRCPを行うが, 空間分解能・SN比共に低いため, 膵胆管系の拡張の有無を確認するためなど限定的な使用になると思われる<sup>12)</sup>.

MRCP不成功例として呼吸以外の因子では, 濃縮胆汁によるT<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>値の短縮が挙げられる<sup>13)</sup>. この場合, 通常FSE系のMRCPシーケンスでは低信号に描出されるため, SSFPでの撮像が良いのかもしれない.

## 5. まとめ

今回検討した1回息止め3D-MRCPは, 呼吸同期法と2D thick slice MRCPの中間に位置する撮像法で

あると考えている. 現時点では呼吸同期法に比べ画質は劣るが, シーケンス, コイルの改良によりMRCPは1回息止めが主流になることを期待したい.

### 図の説明

- Fig.1 TRIによるファントム画質の変化
- Fig.2 TEによるファントム画質の変化 (2Dと3Dの比較)
- Fig.3 SNRの測定位置
- Fig.4 CNRの測定位置
- Fig.5 TRIによるSNR, CNRの変化
- Fig.6 TEによるSNR, CNRの変化 (2Dと3Dの比較)  
a. SNRの変化 b. CNRの変化
- Fig.7 症例① a. 呼吸同期法 b. 一回息止め法
- Fig.8 症例② a. 呼吸同期法 b. 一回息止め法
- Fig.9 症例③ a. 呼吸同期法 b. 一回息止め法

### 表の説明

- Table 1 2Dおよび3D MRCPの撮像条件
- Table 2 TRIについての視覚評価 (ウィルコクソン順位和検定の結果)
- Table 3 TEについての視覚評価 (ウィルコクソン順位和検定の結果)

### 参考文献

- 1) 今川 仁: 2D-PACE呼吸同期MRCPにおける呼吸ペースメーカーの開発と画質改善効果. 日放技学誌, vol.61, 1431-1439, 2005.
- 2) 今井 宏 他: 差分マップ法および連続撮影法によるparallel MRI画像のSNR測定. 日放技学誌, vol.64, 930-936, 2008.
- 3) 小倉明夫 他: MRI臨床画像のCNR測定法に関する精度. 日放技学誌, vol.60, 1543-1549, 2004.
- 4) Wallner B et al.: Dilated biliary tract. Evaluation with MR cholangiography with a T2-weighted contrast-enhanced fast sequence. Radiography, vol.181, 805-808, 1991.
- 5) Morimoto K et al.: Biliary obstruction. evaluation with three-dimensional MR cholangiography. Radiography, vol.183, 578-580, 1992.
- 6) 有山 襄: MRCPの有用性と限界. 消化器画像, vol.2, 527-528, 2000.
- 7) 東 敏也 他: T2Plus法を用いた3D-MR cholangiographyの臨床応用の検討. 日放技学誌, vol.61, 1349-1354, 2005.
- 8) 土橋俊男 他: Fast Recovery Single Shot Fast Spin Echo法を用いたMR cholangiographyの検討. 日放技学誌, vol.58, 1517-1522, 2002.
- 9) 松尾信郎 他: マルチスライスによる心臓血管イメージング. 日放技学誌, vol.61, 1309-1316, 2005.
- 10) 清水雅史 他: 上腹部におけるヘリカルCTによる二次元および三次元画像の検討. 日本医放会誌, vol.53, 275-282, 1993.
- 11) 横山博一 他: 64列MDCTによるCABGの評価. 当院におけるグラフトについての有用性とその限界について. 冠疾患誌, vol.13, 61-64, 2007.
- 12) 高橋 護 他: 胆膵MRIの最新動向. 断層映像研究会雑誌, vol.36, 149-158, 2009.
- 13) 藤田展宏 他: MRCPで問題となるアーチファクト. 臨床画像12, vol.30, 1345-1353, 2014.